

DIFERENCIA EN LA DUREZA DE RESINAS UTILIZADAS
CONVENCIONALMENTE AL POLIMERIZARSE CON DIFERENTES TIPOS DE
LUZ

DIFFERENCE IN HARDNESS OF COMPOSITES POLIMERIZED WITH
DIFFERNT TYPES OF LIGHTS

Rafael Mauricio Naranjo Pizano ¹, José Fernando Lince Jaramillo ², Juliana Vivas ², Patricia Ortiz Pérez ³

1. Odontólogo, Protesista Periodontal, Docente Universidad CES
2. Odontólogo, Residente de Rehabilitación Oral Universidad CES
3. Odontólogo, Protesista Periodontal, Maestría en Epidemiología, Docente Universidad CES

Universidad CES, Medellín
Grupo de Investigación GIB

Correspondencia:

Rafael Mauricio Naranjo Pizano
maonaranjop@yahoo.com

Calle 10 A. No. 22 – 04 Medellín

PBX: (04) 444 0 555

Fax 266 60 46 AA 054591

RESUMEN

Introducción y objetivos: Al utilizar resinas directas es importante tener en cuenta las características de materiales (resina) e instrumentos (lámpara) usados; el propósito de este estudio es obtener mayor evidencia científica para que los profesionales puedan escoger el tipo de lámpara, resina y técnica para posicionarla en la cavidad, y poder brindar un mejor resultado clínico. **Materiales y métodos:** Se realizaron 10 muestras en 24 grupos, donde se evaluaron 3 tipos de lámparas: halógena a máxima potencia (Optiluz® 501), halógena con rampa (Optiluz® 501) y LED (Bluephase®); 4 tipos de resinas: Filtek® Supreme XT, Filtek® Z350, Tetric®N Ceram, y Esthet® X; y 2 técnicas de obturación con resina: incremental y bloque. Se evaluó la dureza a la penetración en Vickers en la parte superficial y profunda de cada muestra. Los resultados se analizaron de manera bi y multivariada. **Resultados:** Filtek® Supreme XT presentó mayor dureza, seguida por Filtek® Z350, Esthet® X y Tetric® N Ceram. La dureza fue dependiente de la lámpara usada, siendo mayores los valores con Optiluz® 501 con Rampa, seguida por Optiluz® 501 a máxima potencia y LED Bluephase®. Se obtuvieron mejores resultados utilizando la técnica de posicionamiento incremental en comparación con la técnica en bloque; y estos fueron mejores en la zona superficial que en la profunda. **Conclusiones:** La mayor dureza se obtuvo con la resina Filtek® Supreme XT, la lámpara Optiluz® 501 con rampa y técnica de obturación incremental.

Palabras clave: Filtek® Supreme XT, Z350, Tetric® N Ceram, Esthet® X, fotocurado, Vickers.

SUMMARY

Introduction and Objectives: When using direct composites is important to take into account the characteristics of materials (lamp and composite) and used instruments; the purpose of this investigation is to create scientific evidence so

professionals can choose the type of lamp, composite, and technique to place it to provide a better clinical result. **Materials and methods:** 10 samples were made in 24 groups, which evaluated 3 types of lamps: halogen at full power (Optiluz® 501), halogen ramp (Optiluz® 501) and LED (Bluephase®), 4 types resins: Filtek® Supreme XT, Filtek® Z350, Tetric® N Ceram and Esthet® X, and 2 resin placement techniques: incremental and block. We evaluated the Vickers hardness by penetration at the surface and deep of each sample. The results were analyzed both bi-and multivariate way. **Results:** Filtek® Supreme XT showed the highest hardness, followed by Filtek® Z350, Tetric® N Ceram and Esthet® X. The hardness was dependent on the used lamp, the values were higher with Optiluz® 501 with ramp, followed by Optiluz® 501 at full power and LED Bluephase®. Better results were obtained using the technique of incremental placement compared with the block one, and these were higher in the surface region compared to deep. **Conclusions:** The highest hardness was obtained with resin Filtek® Supreme XT, Optiluz® lamp 501 with ramp and positioned with an incremental technique. **Keywords:** Filtek Supreme XT, Z350, Tetric Ceram N, Esthet X, curing, Vickers.

INTRODUCCIÓN

Hacia 1963 Rafael L. Bowen, introduce el bis-GMA, que mejoró notablemente las desventajas de las resinas acrílicas usadas desde 1870, ampliando su uso en la práctica odontológica como material de restauración definitivo.¹

Para iniciar su polimerización es necesario activar sus iniciadores (canforoquinona, fenilpropanodiona (PPD) y lucirín, encontrado en algunas de las resinas más recientes), de manera química o física, para lo cual se necesita que haya una fuente de energía capaz de activarlos.²

Ninguna lámpara cubre completamente los espectros de estos tres fotoiniciadores, las lámparas halógenas convencionales cubren completamente el espectro de la canforoquinona y parte del espectro de PPD y lucirín, longitudes de onda bajas de las lámparas de plasma cubren parcialmente el espectro de lucirín y PPD mientras que el cubrimiento de la canforoquinona es muy incompleto, y las lámparas de intensidad alta cubren parte del espectro de la canforoquinona y PPD, pero no cubre el espectro del lucirín.³ Es importante conocer el iniciador que contenga la resina para escoger el tipo de lámpara a usar, y así obtener un mejor resultado.

La polimerización es el proceso en el cual se forman radicales libres en los iniciadores activados, que rompen los enlaces dobles de carbono de los monómeros creando más radicales libres, y así se propaga la reacción hasta formar cadenas de polímeros unidas por enlaces covalentes simples.^{1,4}

Este proceso idealmente se debe realizar a porciones de resina con un grosor no mayor a 2 mm para garantizar que sea adecuado y homogéneo; por esta razón, se incrementa el tiempo necesario para la elaboración clínica de estas.

La resina tiene una tendencia a contraerse hacia la masa, lo cual genera el conocido factor C de contracción, especialmente cuando su ubicación se hace en bloque en una cavidad clase I.^{5,6} Este relaciona al material con la cantidad de superficies dentarias a las cuales puede ser adherido. Se ha encontrado mayor contracción de polimerización a mayor cantidad de superficies dentarias en contacto con una capa de la resina, ya que no permiten liberar ese estrés por

deformación plástica de la resina al polimerizar, haciendo desfavorable la unión de la resina al diente, lo cual a largo plazo resulta en filtración marginal.⁷ Para reducirlo, se debe restaurar la cavidad por medio de la técnica incremental, colocando el material en capas delgadas sobre la menor cantidad de paredes posibles.⁷

Los odontólogos se ven enfrentados a los cambios tecnológicos de los materiales, como respuesta a la gran demanda de estética y conservadora de los pacientes. Uno de los campos investigados para el mejoramiento de las resinas está enfocado en el desarrollo de nuevas fuentes de luz más rápidas y eficaces para la polimerización de estas. Es por eso necesario, conocer las características del equipo (fuente de luz) y las propiedades obtenidas en los materiales restauradores, para tener con base en una evidencia científica, un criterio adecuado que permita al profesional elegir el tipo de lámpara a usar ofreciéndole al paciente los mejores resultados físicos y mecánicos de las restauraciones.

El propósito de esta investigación es determinar cuál de las resinas, lámparas y técnica de posicionamiento evaluada, se comporta mejor, para así poder obtener mayor evidencia científica que sirva como soporte para que los profesionales puedan escoger y ofrecerle mejores resultados clínicos al paciente.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se formaron 24 grupos de resinas, cada uno conformado por 10 muestras para un total de 240 especímenes.

Con cada tipo de lámpara se polimerizaron 8 grupos, 2 de cada tipo de resina, uno para muestras posicionadas con técnica incremental y otro para aquellas ubicadas en bloque (Ver figura 1).

Figura 1. Distribución de muestras

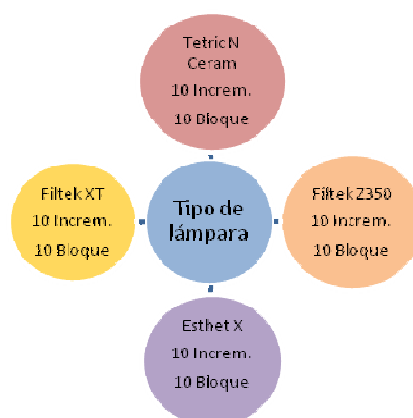


Tabla 1. Resumen de las resinas usadas

Material	Tipo de resina	Tipo de relleno	Matriz de resina	% de relleno por peso (vol.)	Tamaño de partícula	Iniciador
Esthet X, Dentsply	Microhíbrida	Bario, alúmina, fluoroborosilicato vidrio con dióxido de silicona de tamaño nano	BIS-GMA , bisfenol-etoxilato dimetacrilato, TEGDMA	77 (60)	0.85–0.9 µm	Canforoquinona
Filtek Supreme XT, 3M	Nanohíbrida	Nanocluster, SiO2 Nanocluster de ZrO2/SiO2	Bis-PMA, UDMA Bis-GMA	82 (60)	Nanocluster: 0.6–1.4 µm Nanorelleno 20 - 60 nm	Canforoquinona
Filtek Z350, 3M	Nanohíbrida	Nanorelleno y Nanocluster ZrO2/SiO2 SiO2	Bis-PMA, UDMA	82 (60)	Nanocluster 0.6–, 1.4 µm Nanorelleno 20nm	Canforoquinona
Tetric N Ceram, Ivoclar Vivadent	Nanohíbrida	Vidrio de bario, sílice, dióxido, trifluor de iterbio, Barioaluminofluorosilicato de vidrio	Bis-GMA, TEGDMA	79 (60)	0.7 µm	Canforoquinona

Bis-GMA: bisfenol-A-glicidil metacrilato; Bis-PMA: bisfenol-A-polietileno glicol dieter dimetacrilato; DUDMA: diuretano dimetacrilato; TEGDMA: trietileno glicol dimetacrilato

Tabla 2. Resumen de las lámparas usadas

Tipo de lámpara	Intensidad mW/cm²	Longitud de onda (nanómetros)	Casa comercial
Optilux 501	100 – 1000 (rampa) 850 - 1000 (potencia max.)	400-515	Demetron, Kerr
LED Bluephase	1200 mW/cm ²	430-490	Ivoclar Vivadent

Estas muestras se evaluaron en su porción superficial y profunda, a 2 mm de la superficie, para un total de 480 mediciones.

Elaboración de las muestras

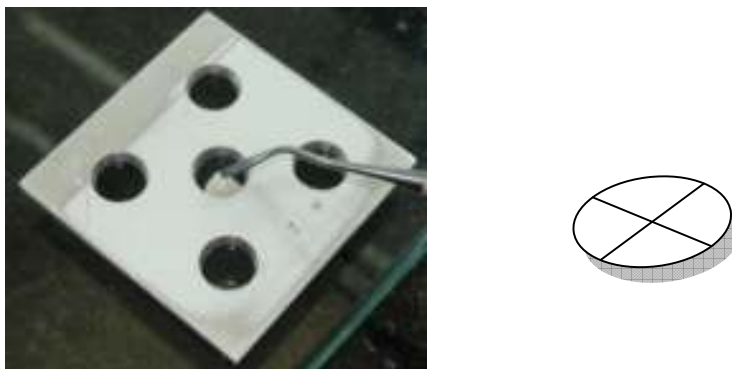


Gráfico 1. Foto de placa para elaboración de muestras y gráfico ilustrativo de incrementos en técnica incremental

En total se realizaron 240 muestras; 24 grupos de 10 muestras cada uno, donde se evaluaron 3 tipos de lámparas, 4 tipos de resinas y 2 técnicas de ubicación de la resina.

Como moldes para elaborar las muestras, se utilizaron placas metálicas con perforaciones de 2 mm de grosor, con 8 mm de diámetro en la superficie y 7 mm en el fondo, los cuales fueron calibrados previos a la elaboración de las muestras, con el fin de garantizar un grosor estandarizado de las resinas.

Las resinas utilizadas en el estudio fueron: Filtek® Supreme XT (restaurador universal, híbrido de nanorelleno), Z350® (restaurador universal, híbrido de nanorelleno), Tetric® N Ceram (restaurador universal, nanohíbrido), y Esthet X® (restaurador universal, microhíbrido). Las cuales fueron llevadas al molde con la ayuda de un FP3 de teflón, utilizando una placa de vidrio (portaobjetos 3M®) de 0.5 mm de grosor en la parte superior y una loseta de vidrio en la parte inferior de los moldes,⁸⁻¹⁰ con el objetivo de garantizar superficies lisas y libres de burbujas; y

estandarizar una distancia de 0.5 mm entre la lámpara de polimerización y la parte superficial de la resina.

Para la posición de la resina se utilizaron dos técnicas: 1. Técnica en bloque: la resina se ubicó en un solo incremento, se colocó la placa de vidrio para eliminar excesos y a continuación, se polimerizó durante el tiempo recomendado por el fabricante (20 segundos).^{1,11} 2. La técnica incremental: se realizó en 4 incrementos de un cuarto del total de la muestra cada uno, posterior a la ubicación de estos se colocó la placa de vidrio y se polimerizaron durante 20 segundos cada uno, como se muestra en la gráfica 1. La obturación de los moldes se realizó por un operador previamente estandarizado.

Las lámparas se calibraron con un radiómetro incorporado en la lámpara Optiluz 501 de la casa Kerr®, antes de la polimerización y después de polimerizar 40 muestras, con el fin de garantizar una adecuada intensidad de luz durante la polimerización. Las lámparas evaluadas fueron: halógena convencional (Optiluz® 501), halógena exponencial (Optiluz® 501) y lámpara LED (Bluephase®) manteniendo una distancia de 0.5mm entre la lámpara de polimerización y la resina con el uso de un portaobjetos como se describió previamente.

Almacenamiento de las muestras

Posterior a la polimerización de cada muestra, con la presión digital se retiraron las muestras del molde y se almacenaron en recipientes, embebidos totalmente en sustituto salivar (Salivar, Farpag®) con un pH de 5.5 – 7.0, el cual es una solución acuosa estabilizada y electrolíticamente balanceada, semejante en su aspecto, acción y composición a la saliva natural, con sales (cloruros) de magnesio, calcio y potasio en un total de 71,85 mg,¹²⁻¹⁴ con el fin de simular el ambiente en el cual son mantenidas las resinas clínicamente; estas se depositaron en recipientes oscuros, uno para cada uno de los 24 grupos evaluados; donde se mantuvieron durante al menos 24 horas, para permitir la finalización del proceso de polimerización de la resina, evitando una polimerización adicional por una fuente de luz diferente. Allí se almacenaron hasta el momento de la prueba, a temperatura ambiente.

Medición de la dureza de penetración

Al menos 24 horas posteriores a la polimerización, se retiraron las muestras de los recipientes de almacenamiento, se pulieron ambas superficies usando discos shofu tipo super-snap de diferentes granos (L 506, 528, 501 y 503) con el fin de eliminar la capa inhibida de oxígeno y garantizar una superficie lisa y así poder realizar la prueba^{10,15}; se evaluó la dureza a la penetración Vickers (NDV) de cada muestra con el uso de un microdurómetro (Instrom Wilson 401-402 MVD), el cual aplicó una carga de 100gr, con la cual se forma una diagonal ideal para ser medida, tanto en la parte superior (superficial) de la resina como en la inferior (profunda y lejana a la fuente de luz). Con esta diagonal se calculó la dureza en Vickers NDV de cada una de las muestras de resina.

Tabulación y análisis de los resultados

Los resultados se tabularon en el formulario para recolección de la información. Posteriormente, usando el software Stata 10 se analizaron las variables, teniendo un nivel de significancia de $p \leq 0.05$.

Se realizaron cruces de tipo bivariado y multivariado según los objetivos propuestos y se analizaron los resultados obtenidos.

RESULTADOS

La dureza obtenida según el tipo de resina usada se resume en la tabla 3, donde se observa que Filtek® Supreme XT presentó el mayor valor de dureza con un promedio de 83,4 Vickers en las superficie y 67,3 en la zona profunda, seguida por Filtek® Z350 con 79,3 en la superficie y 69,4 en la zona profunda, Esthet® X con 58,2 en la superficie y 48,3 en la zona profunda, y la que menor valor presentó fue Tetric® N Ceram con 51,8 en la superficie y 41,9 en la zona profunda. Lo cual muestra diferencias estadísticamente significativa entre todos los grupos excepto Filtek® Supreme XT y Filtek® Z350.

Tabla 3. Resumen de la dureza en Vickers superficial y profunda de las resinas evaluadas

Lugar de evaluación	Resina Evaluada	N	$\bar{X} \pm D.E.$	IC 95%		Valor P
				Lim. Inf.	Lim. Sup.	Anova

SUPERFICIAL	Esteth_X	60	58,2±10,0 ^a	55,6	60,8	0.000
	Filtek_Sup_XT	60	83,4±7,9 ^b	81,3	85,4	
	Filtek_Z350	60	79,3±10,7 ^b	76,5	82,0	
	TetricN-Ceram	60	51,8±10,8 ^c	49,0	54,6	
	Total	240	68,2±16,7	66,0	70,3	
PROFUNDA	Esteth_X	60	48,3±11,4 ^a	45,4	51,3	0.000
	Filtek_Sup_XT	60	67,3±14,2 ^b	63,6	71,0	
	Filtek_Z350	60	69,4±9,6 ^b	67,0	71,9	
	TetricN-Ceram	60	41,9±12,5 ^c	38,7	45,1	
	Total	240	56,7±16,9	54,6	58,9	

Las letras iguales en super índice indican que no hay diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes tipos de resinas, mientras que las letras diferentes muestran diferencias estadísticamente significativas entre estas.

Los resultados de la dureza de las resinas se mostraron afectados por el tipo de lámpara usada siendo mayores los valores con la lámpara Optiluz® 501 exponencial con un promedio de 72,3 para la zona superficial, y de 59,4 para la zona profunda; seguida por la Optiluz® 501 con potencia máxima con un promedio de 68,8 para la zona superficial, y de 56,9 para la zona profunda; y los menores valores se obtuvieron con la lámpara LED Bluephase® con un promedio de 63,5 para la zona superficial, y de 54,0 para la zona profunda; mostrando diferencias estadísticamente significativas solo en la parte superficial (tabla 4).

La dureza obtenida en las muestras al evaluar el tipo de posicionamiento de la resina, fue mayor para aquellas elaboradas con la técnica incremental con un valor de 69,5 para la zona superficial y 63,3 para la zona profunda; en comparación con la técnica en bloque, con un valor de 66,9 para la zona superficial y 50,2 para la zona profunda; mostrando diferencias estadísticamente significativas solo en la parte profunda (tabla 5).

Tabla 4. Dureza en Vickers superficial y profunda de las resinas según las lámparas usadas para su polimerización

Lugar evaluado	Lámpara	N	$\bar{X} \pm D.E.$	IC 95%		Valor P
				Lim. Inf.	Lim. Sup.	Anova
SUPERFICIAL	LED	81	63,5±16,3 ^a	59,9	67,1	0.003
	Optiluz_Convenc	80	68,8±16,3 ^{ab}	65,1	72,4	
	Optiluz_Rampa	79	72,3±16,5 ^b	68,6	76,0	
	Total	240	68,2±16,7	66,0	70,3	
PROFUNDA	LED	81	54,0±15,5 ^a	50,6	57,4	0.132
	Optimluz_Convenc	80	56,9±17,1 ^a	53,1	60,7	
	Optiluz_Rampa	79	59,4±17,8 ^a	55,4	63,4	
	Total	240	56,7±16,9	54,6	58,9	

Las letras iguales en super índice indican que no hay diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes tipos de resinas, mientras que las letras diferentes muestran diferencias estadísticamente significativas entre estas.

Tabla 5. Dureza en Vickers superficial y profunda de las resinas según la técnica usada para su ubicación.

Lugar evauado	Técnica de posicionamiento	N	$\bar{X} \pm D.E.$	IC 95%		Valor P
				Lim. Inf	Lim. Sup	Anova
SUPERFICIAL	Bloque	120	66,9±15,4	64,1	69,7	0.233
	Incremental	120	69,5±17,9	66,2	72,7	
	Total	240	68,2±16,7	66,0	70,3	
PROFUNDA	Bloque	120	50,2±14,6	47,5	52,8	0.000
	Incremental	120	63,3±16,5	60,4	66,3	
	Total	240	56,7±16,9	54,6	58,9	

DISCUSIÓN

Las resinas evaluadas fueron escogidas por los investigadores ya que son comúnmente usadas en la práctica local; se usó la tonalidad A1 con los objetivos de estandarizar todas las muestras, garantizar una adecuada penetración de la energía lumínica durante la irradiación y lograr que la polimerización sea más rápida.¹⁶ Para la elaboración de las muestras se usaron moldes metálicos con grosor de 2mm con el fin de no exceder el grosor recomendado por las casas

comerciales y garantizar una adecuada polimerización.⁶ En la superficie de las muestras se usó una placa de vidrio (portaobjetos 3M®) de 0.5 mm de grosor y una loseta de vidrio en la parte inferior de los moldes, con el objetivo de garantizar superficies lisas y libres de burbujas, además de estandarizar una distancia de 0.5 mm entre la lámpara de polimerización y la superficie de la resina, teniendo en cuenta que una variación de esta distancia, puede llevar a cambios en el grado de polimerización y por lo tanto de dureza Vickers.¹⁷

La dureza de un material representa la resistencia superficial de un cuerpo a la indentación o rayado, y es el resultado de la confluencia de varias propiedades, entre las que se encuentran la ductilidad, maleabilidad, resistencia, límite proporcional, resistencia a la abrasión y al corte.¹ Comúnmente las pruebas Knoop y Vickers son utilizadas en diversos tipos de materiales dentales,⁴ en el presente estudio se utilizó una prueba de dureza en Vickers en la cual se utiliza una punta piramidal de diamante con ángulo de 136 grados que deja una huella en forma de rombo, en la cual se mide una de las diagonales; la carga aplicada es variable dependiendo de la dureza que se presume en cada espécimen objeto de estudio. Esta prueba es considerada de micro-dureza, la cual emplea cargas menores de 9.8N y son utilizadas normalmente por la Asociación Dental Americana (ADA) para la evaluación de materiales frágiles.

Los resultados de dureza de las diferentes resinas evaluadas obtenidos en este estudio están relacionados con múltiples factores entre los que podemos considerar: (1) el tipo de polimerización, (2) el grado de conversión de polimerización, (3) el tipo de relleno, (4) tipo y composición de la matriz orgánica, (5) técnica de obturación, y (6) localización de la prueba; estos se pueden asociar con aquellos sugeridos por Bayne y Thompson en el 2001 que son: (1) propiedades y características del material (tipo y porcentaje de relleno); (2) estado

de los equipos (adecuada intensidad y longitud de onda); (3) manipulación por el operador (grosor de la capa del material y estratificación de esta).¹⁸

1. Tipo de polimerización: Las resinas de fotocurado usan luz visible, la cual inicia la formación de radicales libres por parte del fotoiniciador (canforoquinonas, lucerinas u otras diquetonas). Para esto, es necesario que la resina sea expuesta a una fuente de luz con la adecuada longitud de onda entre 420 y 500 nanómetros según el tipo de fotoiniciador que presente.⁴ Los tiempos de exposición a la fuente de luz sugeridos por algunas casas comerciales son 20 segundos para tonalidades claras y 40 segundos para aquellas más oscuras. Sin embargo, actualmente la mayoría de las resinas recomiendan un tiempo de exposición a la fuente de luz de 20 segundos,^{19,20,21} lo cual fue el tiempo usado en este estudio siguiendo las recomendaciones de las casas fabricantes. Al evaluar el comportamiento de las resinas con las diferentes lámparas de curado, muchos estudios no reportan diferencias estadísticamente significativas entre unidades LED y halógenas convencionales^{19,22-25}; algunos reportan mejores resultados con unidades LED;²⁶ en el presente estudio se encontró una mayor dureza en las resinas polimerizadas con lámparas halógenas tanto en la zona superficial como en la profunda, con polimerización en rampa y convencional; lo cual confirma los resultados obtenidos por otros investigadores.^{27,28-31,32,33} Esto se puede asociar a que la lámpara halógena, con una longitud de onda de 400-515nm, puede activar más efectivamente que la lámpara LED (con longitud de onda de 430-490nm) el fotoiniciador que contiene la resina, o sea la canforoquinona, en todas las evaluadas en este estudio, la cual requiere para su activación una longitud de onda de 420-500nm.⁴ En caso de una polimerización deficiente de las resinas, puede presentarse una liberación de los monómeros no reaccionados, los cuales entran en contacto con los iones inorgánicos de las partículas de relleno, produciendo una hidrólisis y un rompimiento de la unión entre dichas partículas, lo cual genera posteriormente un debilitamiento del

material por una pérdida significativa de la masa de los rellenos,³⁴ razón por la cual es recomendable garantizar una adecuada polimerización.

2. Grado de conversión de polimerización: Si bien es cierto que a un mayor grado de conversión de un mismo material le corresponde una mayor dureza, no se puede correlacionar un grado de conversión con una determinada dureza, ya que la dureza superficial no depende únicamente del grado de conversión, sino también de la matriz de resina y del porcentaje y tipo de relleno.³⁵ El mayor incremento en la dureza se produce una vez se ha conseguido alcanzar el 85% de la conversión final. Esto ocurre ya que primero se forman las cadenas de polímeros y luego se establecen los enlaces cruzados. Por tanto, otro factor que influye en la dureza de la resina compuesta es la densidad de enlaces cruzados que se establecen, así como la calidad de la red tridimensional que se forma durante la polimerización, lo cual se obtiene con un mayor grado de conversión de polimerización.³⁶

3. Tipo y porcentaje de relleno: Forman la fase inorgánica y se encargan de mejorar las propiedades de la resina mientras estas se unan a la matriz, lo cual incluye una disminución en la contracción de polimerización, menor sorción de agua, menor expansión térmica; y un aumento en la resistencia a la compresión, resistencia elástica, módulo de elasticidad y resistencia a la abrasión. Pueden oscilar entre un 50 y un 84% del peso total de la resina y variar su volumen en la matriz, el tamaño de la partícula y la distribución según el tamaño.⁴ Las resinas de la casa comercial 3M Filtek® Supreme XT y Filtek® Z350 presentaron mayores valores de dureza, estas tienen un tipo de relleno que incluye circonio con un porcentaje del 82% de su peso; la resina Esthet® X les siguió en los valores de dureza, la cual usa en su relleno alúmina entre otros, con un porcentaje del 77% del peso del relleno; la resina Tetric® N Ceram incluye en su relleno partículas cerámicas con un porcentaje del 79% de su peso, esta mostró los menores valores de dureza.

Lo anterior puede sugerir que el tipo y porcentaje de relleno en las resinas puede influir en las propiedades mecánicas y por lo tanto en su comportamiento clínico como ha sido confirmado por otros autores,^{37,38,39,34} siendo el circonio el elemento que más aumentó la dureza, seguido por la alúmina y con un menor valor las partículas cerámicas; lo cual se relaciona con la dureza de estos elementos: circonio 1450 MPa, alúmina 500 GPa y elementos cerámicos 73 GPa.⁴⁰

Los rellenos también han sido relacionados con la solubilidad de las resinas, Bittencourt y cols en el 2009³⁴ encontraron resultados en donde las resinas con partículas de nanorelleno han demostrado tener mayor grado de conversión de polimerización y menor sorción de agua que las resinas microhíbridas. En el presente estudio la resina Esthet® X obtuvo valores más bajos de dureza que las resinas de la casa comercial 3M, lo cual se podría relacionar con este factor, ya que es una resina de tipo microhíbrida a diferencia de las otras, y esto debido al tamaño de las partículas del relleno y a sus variaciones morfológicas que son críticas para la interacción con las moléculas del agua. Estudios^{34,39} han demostrado el buen comportamiento mecánico de las partículas de relleno usadas para la resina Filtek® Supreme XT utilizada en el presente estudio, las cuales poseen agregados de nanorelleno de partículas esféricas con nanoclusters de sílice y circonio, y obtuvieron los valores más altos de dureza, confirmando un mejor comportamiento mecánico que las partículas de vidrio y sílice de forma y tamaños irregulares como las presentes en las resinas Esthet® X.

³⁴ Es importante para futuros estudios evaluar más a fondo los métodos de elaboración de los aglutinados de las partículas de relleno y relacionarlos con la composición de sus respectivas partículas; LePrince y cols en 2010 encontraron variaciones en los resultados de dureza de las resinas y lo asociaron a las irregularidades en la morfología de sus rellenos.³⁹ Atai y col. en el 2009 compararon el grado de conversión de polimerización de las resinas Filtek® Supreme y Tetric® Ceram usando diferentes lámparas de

fotocurado entre las que se encuentra la Optiluz® 501 y una lámpara LED; en este encontraron un adecuado comportamiento de ambas resinas siendo mejor el grado de conversión de la resina Filtek® Supreme al relacionarlo con el aumento de temperatura, aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas;⁴¹ en nuestro estudio se evaluó la nueva resina Tetric® N Ceram de la casa comercial Ivoclar la cual ha sido poco reportada en la literatura, por lo cual se necesitan más estudios para poder comparar los resultados del mismo.

4. Tipo y composición de la matriz orgánica: La matriz está formada por monómeros que pueden ser dimetacrilatos aromáticos o alifáticos, estos permiten la formación de enlaces cruzados entre las cadenas, proporcionando una matriz más resistente. Los dimetacrilatos más usados en los materiales dentales son el Bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA).⁴ Como matriz de las resinas evaluadas en este estudio, aquellas de la casa comercial 3M® usan Bis-PMA y UDMA, mientras las resinas Esthet® X y Tetric® N Ceram usan Bis-GMA y TEGDMA.
5. Técnica de obturación: Los resultados de dureza con diferentes técnicas de ubicación de la resina (incremental y en bloque) demuestran la importancia de la polimerización por capas, lo cual confirma los resultados encontrados por Suh y Wang,⁴² donde además concluyen que las mediciones de contracción a 4 mm de profundidad son equivalentes al doble de los valores evaluados en la superficie, los cuales son influenciados por el factor de configuración cavitaria o factor C de contracción reportados por Yoshikawa y cols.⁴³ Los niveles más altos de dureza en Vickers obtenidos en el presente estudio fueron aquellos en las muestras realizadas con técnica incremental demostrando su alto nivel de conversión de polimerización al compararlos con aquellos realizados con técnica en bloque, lo anterior

con una diferencia estadísticamente significativa, esto puede estar asociado al mayor tiempo de exposición a la fuente de luz, por los cuatro incrementos realizados, en comparación con un único incremento y menor tiempo de exposición total a la luz.^{44,27}

6. Localización de la prueba: En este estudio se realizaron dos evaluaciones a cada muestra, una en la parte superficial y más cercana a la fuente de luz y otra en la parte profunda a 2mm de la anterior. La dureza obtenida en las diferentes resinas fue mayor en la zona superficial que en la profunda, independiente de la lámpara usada y el tipo de resina; esto se puede asociar a la menor penetración y transmisión de la luz a esta última por causa de la composición y morfología del relleno,³⁴ lo cual también confirma lo encontrado por Yoon y cols en el 2002.¹⁹ Para obtener unos resultados óptimos durante la polimerización, deben considerarse el tamaño, composición de la partícula y los protocolos de polimerización.

Este es un estudio in vitro que no simula las condiciones del medio oral como lo son el cambio de temperatura, la carga, el pH y el reto bacteriano; por lo cual los resultados obtenidos no se pueden extrapolar clínicamente, aunque si pueden dar información valiosa sobre la dureza en general lograda al polimerizar estas resinas con diferentes tipos de lámparas, y pueden orientar al profesional para escoger materiales con los cuales se puede ofrecer un mejor resultado clínico.

CONCLUSIONES

Con las limitaciones de este estudio, se llegaron a las siguientes conclusiones:

- Al comparar la dureza de las resinas tanto superficial como profunda, la Filtek® Supreme XT presentó el mayor valor, seguida por Filtek® Z350, Esthet® X y la que menor valor presentó fue Tetric® N Ceram. Lo cual

mostró diferencias estadísticamente significativa entre todos los grupos excepto entre Filtek® Supreme XT y Filtek® Z350.

- La dureza obtenida en las muestras al evaluar el tipo de posicionamiento de la resina, fue mayor para aquellas elaboradas con la técnica incremental en comparación con la técnica en bloque; mostrando diferencias estadísticamente significativas solo en la parte profunda.
- Los resultados de la dureza de las resinas se mostraron afectados por el tipo de lámpara usada siendo mayores con la lámpara Optiluz® 501 exponencial, seguida por la Optiluz® 501 con potencia máxima y los menores valores se obtuvieron con la lámpara LED Bluephase®; tanto en la zona superficial como en la profunda, mostrando diferencias estadísticamente significativas solo en la parte profunda.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad CES, y especialmente a la división de Investigación por su apoyo con el personal y recursos económicos durante el desarrollo de este proyecto.

A las casas comerciales que nos apoyaron con sus productos para ser evaluados entre las que se encuentran: 3M, Ivoclar Vivadent, Dentsply y Farpag.

Al laboratorio de materiales de la Universidad EAFIT donde se realizaron todas las mediciones respectivas.

Al Dr. Luis Gonzalo Álvarez por su ayuda en el análisis estadístico de los resultados.

BIBLIOGRAFÍA

(1) Guzmán H. Polímeros, Resinas compuestas. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. Cuarta ed. Bogotá: Ecoe; 2006. p. 175-208.

(2) Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J.Dent.Res. 1987 Nov;66(11):1636-1639.

- (3) Ilie N, Hickel R. Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? *Dent.Mater.J.* 2008 Mar;27(2):221-228.
- (4) Anusavice KJ. Resinas para restauración. *Ciencia de los materiales dentales de Phillips*. 10th ed. México: Mc Graw Hill Interamericana; 1998. p. 283-311.
- (5) Manhart J, Garcia-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent.Clin.North Am.* 2002 Apr;46(2):303-339.
- (6) de Araujo CS, Schein MT, Zanchi CH, Rodrigues SA,Jr, Demarco FF. Composite resin microhardness: the influence of light curing method, composite shade, and depth of cure. *J.Contemp.Dent.Pract.* 2008 May 1;9(4):43-50.
- (7) Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper.Dent.* 1996 Jan-Feb;21(1):17-24.
- (8) Ling L, Xu X, Choi GY, Billodeaux D, Guo G, Diwan RM. Novel F-releasing composite with improved mechanical properties. *J.Dent.Res.* 2009 Jan;88(1):83-88.
- (9) Yap AU, Saw TY, Cao T, Ng MM. Composite cure and pulp-cell cytotoxicity associated with LED curing lights. *Oper.Dent.* 2004 Jan-Feb;29(1):92-99.
- (10) Ruiz J, Ceballos L, Fuentes M, Osorio R, Toledano M, García-Godoy F. *Propiedades mecánicas de resinas compuestas modificadas o no con poliácidos*. *Odontoestomatol* 2003;19(6):291-297.
- (11) Guzmán H. Unidades de fotocurado. *Biomateriales Odontológicos de uso clínico*. Cuarta ed. Bogotá: Ecoe; 2006. p. 227-241.
- (12) Laboratorios Farpag Ltda. *Salivar*. 2009.
- (13) Zupancic R, Legat A, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. *J.Prosthet.Dent.* 2006 Oct;96(4):273-282.
- (14) Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent.Mater.* 2009 Jun;25(6):810-819.
- (15) Watanabe T, Miyazaki M, Moore BK. Influence of polishing instruments on the surface texture of resin composites. *Quintessence Int.* 2006 Jan;37(1):61-67.

- (16) Tanoue N, Koishi Y, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material. *J.Oral Rehabil.* 2001 Jul;28(7):618-623.
- (17) Rode KM, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper.Dent.* 2007 Nov-Dec;32(6):571-578.
- (18) Bayne SC, Thompson JY. *Dental Materials.* 4th ed. St. Louis: Mosby; 2001.
- (19) Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J.Oral Rehabil.* 2002 Dec;29(12):1165-1173.
- (20) 3M ESPE Colombia. Filtek™ Z250 Restaurador Universal. 2009; Available at: http://solutions.3m.com.co/wps/portal/3M/es_CO/3M-ESPE-LA/profesionales/productos/productos-por-categoria/restauraciones-directas/filtek-z250-restaurador-universal/. Accessed Diciembre/09, 2008.
- (21) Ivoclar vivadent. Composites. 2008; Available at: <http://www.ivoclarvivadent.com/>. Accessed diciembre/2008, 2008.
- (22) Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent.Mater.* 2000 Jan;16(1):41-47.
- (23) Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000 Jul;21(13):1379-1385.
- (24) Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J.Biomed.Mater.Res.* 2002;63(6):729-738.
- (25) Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J.Oral Rehabil.* 1998 Dec;25(12):908-913.
- (26) Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br.Dent.J.* 1999 Apr 24;186(8):388-391.
- (27) Nakfoor B, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Effect of a light-emitting diode on composite polymerization shrinkage and hardness. *J.Esthet.Restor.Dent.* 2005;17(2):110-6; discussion 117.

- (28) Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* 2002 Sep;122(3):236-241.
- (29) St-Georges AJ, Swift EJ,Jr, Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper.Dent.* 2002 Jul-Aug;27(4):410-417.
- (30) Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent.Mater.* 2001 Jul;17(4):309-315.
- (31) Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J.Esthet.Restor.Dent.* 2002;14(5):286-295.
- (32) Vandewalle KS, Roberts HW, Miniotis N. Critical appraisal. Quartz-tungsten-halogen and light-emitting diode curing lights. *J.Esthet.Restor.Dent.* 2006;18(3):161-167.
- (33) Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Oper.Dent.* 2004 Jan-Feb;29(1):105-111.
- (34) Bittencourt S. Characterization of Water Sorption, Solubility and Filler Particles of Light-Cured Composite Resins. *Br.Dent.J.* 2009;20(4):314-318.
- (35) Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA. Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dent.Mater.* 1986 Apr;2(2):80-84.
- (36) Mallat E. Grado de conversión de los composites: Qué es, qué importancia tiene y qué factores influyen en él. 2002; Available at: <http://www.geodental.net/article-6167.html>. Accessed diciembre/9, 2008.
- (37) Min SH, Ferracane J, Lee IB. Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage. *Dent.Mater.* 2010 Oct;26(10):1024-1033.
- (38) Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent.Mater.* 2008 Jul;24(7):932-939.
- (39) Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *J.Oral Rehabil.* 2010 May 1;37(5):364-376.

(40) Adams M. Materials. 2005; Available at: <http://accuratus.com/zirc.html>. Accessed 01/11, 2011.

(41) Atai M, Motevasselian F. Temperature rise degree of polymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. Clin Oral Invest 2009;13:309-316.

(42) Suh BI, Wang Y. Determining the direction of shrinkage in dental composites by changes in surface contour for different bonding configurations. Am.J.Dent. 2001 Apr;14(2):109-113.

(43) Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. J.Dent.Res. 1999 Apr;78(4):898-905.

(44) Cadenaro M, Biasotto M, Scuor N, Breschi L, Davidson CL, Di Lenarda R. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. Dent.Mater. 2008 May;24(5):681-685.